

19



Octrooi Centrum
Nederland

11 1027338

12 C OCTROOI²⁰

21 Aanvraag om octrooi: 1027338

51 Int.Cl.⁸
A61B6/03

22 Ingediend: 26.10.2004

30 Voorrang:
27.10.2003 US 10/605789

41 Ingeschreven:
28.04.2005 I.E. 2005/07

47 Dagtekening:
30.11.2005

45 Uitgegeven:
01.02.2006 I.E. 2006/02

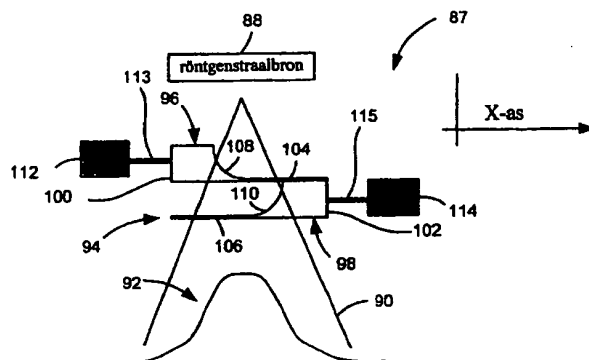
73 Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).

72 Uitvinder(s):
Thomas L. Toth te Brookfield, Wisconsin (US)
Eric J. Tkaczyk te Delanson, New York (US)
Jiang Hsieh te Brookfield, Wisconsin (US)

74 Gemachtigde:
Ir. A. van Westenbrugge c.s. te 2502 LS Den
Haag.

54 Werkwijze en apparaat voor radiografische beeldvorming met een energiebundel die is afgestemd op een te scannen object.

57 Een werkwijze en apparaat voor afstemmen van het profiel (92) van een röntgenstraalbundel (90) voor radiografische beeldvorming voor een specifiek object (22, 134) is geopenbaard. De uitvinding omvat een filtersamenstel (94) dat een paar filters (96, 98) heeft, die elk dynamisch bestuurd kunnen worden door een motorsamenstel (112, 114) gedurende dataverwerking. De filters (96, 98) kunnen gepositioneerd worden in de röntgenstraalbundel (90) om zo het intensiteitsprofiel (92) van de röntgenstraalbundel (90) van de röntgenstraalbundel (90) te vormen. In één voorbeeld-uitvoeringsvorm worden de filters (96, 98) gedurende CT-dataverwerking dynamisch gepositioneerd op basis van de vorm van het object (22, 134). Een werkwijze voor het bepalen van de vorm van het object (22, 134) voorafgaand aan CT-dataverwerking is eveneens geopenbaard.



NL C 1027338

De inhoud van dit octrooi komt overeen met de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekeningen.

Octrooi Centrum Nederland is het Bureau voor de Industriële Eigendom, een agentschap van het ministerie van Economische Zaken

WERKWIJZE EN APPARAAT VOOR RADIOGRAFISCHE BEELDVORMING MET EEN ENERGIEBUNDEL DIE IS AFGESTEMD OP EEN TE SCANNEN OBJECT

5 Achtergrond van de uitvinding

De onderhavige uitvinding heeft algemeen betrekking op diagnostische beeldvorming en, meer in het bijzonder, op een werkwijze en apparaat voor dynamisch filteren van straling die naar een object wordt geëmitteerd gedurende radiografische beeldvorming op een wijze die is afgestemd op de vorm en/of positie van een af te beelden object.

Kenmerkend emitteert, in radiografische beeldvormingssystemen, een röntgenstraalbron röntgenstralen naar een persoon of object, zoals een patiënt of een stuk bagage. Hierna kunnen de termen "persoon" en "object" onderling verwisselbaar worden gebruikt om wat dan ook te beschrijven waar beeldvorming op toegepast kan worden. De bundel valt, na te zijn gedempt door de persoon, op een array van stralingsdetectoren. De intensiteit van de gedempte bundelstraling die is ontvangen op het detectorarray is kenmerkend afhankelijk van de demping van de röntgenstralen. Elk detectorelement van het detectorarray produceert een afzonderlijk elektrisch signaal dat kenmerkend is voor de gedempte bundel die door elk detectorelement is ontvangen. De elektrische signalen worden overgedragen naar een dataverwerkingssysteem voor analyse dat uiteindelijk een beeld produceert.

In CT-beeldvormingssystemen (CT = computed tomography = computertomografie) worden de röntgenstraalbron en het detectorarray rond een stelling geroteerd binnen een beeldvormingsvlak en rond het object. Röntgenstraalbronnen omvatten kenmerkend röntgenstraalbuizen, die de röntgenstralen als een bundel op een brandpunt emitteren. Röntgenstraaldetectoren omvatten kenmerkend een collimator voor het collimeren van röntgenstraalbundels die aan de detector zijn ontvangen, een scintillator voor het omzetten van röntgenstralen in lichtenergie die grenst aan de collimator, en een fotodiode voor het ontvangen van de lichtenergie van een aangrenzende scintillator en het produceren van elektrische signalen daaruit. Kenmerkend zet elke scintillator van een scintillator-array röntgenstralen om in lichtenergie. Elke fotodiode detecteert de lichtenergie en genereert een overeenkomstig elektrisch signaal. De uitvoeren van de

fotodioden worden dan overgedragen naar het dataverwerkingssysteem voor beeldreconstructie.

- Er bestaat steeds meer een behoefte om de stralingsdosering te reduceren die gedurende een beeldvormingssessie door een patiënt wordt ontvangen. Het is algemeen bekend dat significante dosisreductie kan worden bereikt door een "bowtie"-filter te gebruiken om het intensiteitsprofiel van een röntgenstraalbundel de juiste vorm te geven. Oppervlaktedosisreducties kunnen wel 50% zijn bij gebruik van een bowtie-filter. Het is ook algemeen bekend dat verschillende anatomische gebieden van een patiënt op voordelige wijze verschillend gevormde bowtie-filters voorschrijven om stralingsdosering te reduceren. Bijvoorbeeld, scannen van het hoofd of een klein gebied van een patiënt kan vereisen dat een bowtie-filter anders gevormd is dan een filter dat wordt gebruikt gedurende een scansessie van een groot lichaam. Het is daarom wenselijk om een beeldvormingssysteem te hebben met een groot aantal bowtiefiltervormen die beschikbaar zijn om het best geschikt te zijn voor elke patiënt. Het modelleren van een beeldvormingssysteem met een toereikend aantal bowtie-filters om de idiosyncrasieën op te nemen die worden tegengekomen gedurende scannen van talloze patiënten kan echter problematisch zijn doordat geen rekening gehouden kan worden met elke individuele patiënt. Verder kan fabricage van een beeldvormingssysteem met een veelheid bowtiefilters de algehele fabricagekosten van het beeldvormingssysteem verhogen.
- Verder dient, voor optimale dosisefficiëntie, dat wil zeggen beste beeldkwaliteit bij de laagst mogelijke dosis, het door het bowtie-filter gegenereerde dempingsprofiel specifiek voor de patiënt te zijn. Dat wil zeggen, het is wenselijk en verdient de voorkeur dat wanneer een pre-patiënt-filter wordt geselecteerd, er rekening wordt gehouden met de grootte, vorm en relatieve positie van de patiënt. Door rekening te houden met de grootte, vorm en positie van de patiënt, kan stralingsblootstelling worden afgestemd op de specifieke patiënt. Verder is het algemeen bekend dat CT-systemen voor fotonentelling (PT) en energiediscriminatie (ED) vandaag de dag niet mogelijk zijn, hoofdzakelijk omdat het grote dynamische bereik van fotonenfluxsnelheden de tellingsnelheidsmogelijkheden van huidige PT- en ED-detectors overschrijdt. Afstemmen van het pre-patiënt-filter op het te scannen object maakt het tevens mogelijk om het filter aan te passen om fotonenfluxsnelheden te minimaliseren in een gebied dat geschikt is om doorlopende ontwikkeling van PT- en ED-CT-systemen toe te staan. Zoals hierboven aangegeven zijn de verschillen in patiënten in de potentiële objectpoel significant

groot en uitrusten van een CT-systeem met een pre-patiënt-filter voor elk mogelijk patiënt-profiel is meer dan onbetaalbaar; het is eenvoudigweg niet praktisch.

Daarom zou het wenselijk zijn om een apparaat en werkwijze te ontwerpen voor dynamisch filteren van de straling die wordt geëmitteerd naar het object voor dataverwerving op een wijze die is afgestemd op specifieke fysische karakteristieken van het object. Het zou verder wenselijk zijn om een systeem te hebben dat de straling die gedurende dataverwerving naar het object wordt geëmitteerd afstemt op basis van een verkenningsscan van het object.

10 Korte beschrijving van de uitvinding

De onderhavige uitvinding is een gerichte werkwijze en gericht apparaat voor definiëren van een afgestemd dempingsprofiel van een pre-object- bundelvormingsfilter die de hierboven vermelde nadelen ondervangen. Een filtersamenstel is verschaft en heeft een paar filters, waarvan elk dynamisch bestuurd kan worden door een motorsamenstel gedurende dataverwerving. De filters kunnen zijn gepositioneerd in de röntgenstraalbundel om zo het profiel van de röntgenstraalbundel te vormen. In één bij wijze van voorbeeld gegeven uitvoeringsvorm worden de filters dynamisch gepositioneerd gedurende CT-dataverwerving op basis van de vorm van het object. Een werkwijze voor het bepalen van de vorm van het object voorafgaand aan CT-dataverwerving wordt eveneens geopenbaard.

Daarom wordt, overeenkomstig één aspect van de onderhavige uitvinding, een bundelvormingsfiltersamenstel verschaft. Het filtersamenstel omvat een eerste beweegbaar filter dat een niet-uniforme dikte heeft en een tweede beweegbaar filter dat onafhankelijk van het eerste beweegbare filter is en een niet-uniforme dikte heeft. Elk filter is geconfigureerd om geplaatst te worden in een hoogfrequente elektromagnetische energiebundel voor demping van de bundel voor radiografische dataverwerving.

Overeenkomstig een ander aspect is een CT-systeem geopenbaard dat een roteerbare stelling omvat die een opening heeft voor het opnemen van een te scannen object en een hoogfrequente elektromagnetische energieprojectiebron die is geconfigureerd om een hoogfrequente elektromagnetische energiebundel naar het object te projecteren. Verschaft zijn tevens een pre-object-filtersamenstel dat een paar filters omvat en een scintillatorarray dat een veelheid scintillatorcellen heeft, waarbij elke cel is geconfigu-

reerd voor het detecteren van hoogfrequente elektromagnetische energie die door het object loopt. Het CT-systeem omvat ook een fotodiode-array dat optisch is gekoppeld met het scintillator-array en dat een veelheid fotodioden omvat die zijn geconfigureerd voor het detecteren van lichtuitvoer van een corresponderende scintillatorcel en een
 5 dataverwervingssysteem (DAS) dat is verbonden met het fotodiode-array en dat is geconfigureerd om de fotodiode-uitvoeren te ontvangen. Een beeldreconstructor is voorzien en is verbonden met het DAS en is geconfigureerd voor het reconstrueren van een beeld van het object van de fotodiode-uitvoeren die door het DAS zijn ontvangen. Het CT-systeem omvat verder een besturingseenheid die is geconfigureerd om elk filter van
 10 het paar filters onafhankelijk in de hoogfrequente elektromagnetische energiebundel te positioneren om de bundel zodanig te moduleren dat deze een profiel heeft dat in hoofdzaak overeenkomt met ten minste een benaderende vorm van het object.

Overeenkomstig een ander aspect omvat de onderhavige uitvinding een röntgenstraalfiltersamenstel dat een eerste filter en een tweede filter heeft. Een eerste motorsamenstel is verbonden met het eerste filter en een tweede motorsamenstel is verbonden
 15 met het tweede filter. De eerste en de tweede motorsamenstellen zijn zodanig geconfigureerd dat ze onafhankelijk een respectief filter in een röntgenstraalpad positioneren om een dempingsprofiel te definiëren dat in hoofdzaak een doelvorm benadert.

Diverse andere eigenschappen, doelstellingen en voordelen van de onderhavige uitvinding zullen duidelijk worden aan de hand van de volgende gedetailleerde beschrijving en de tekeningen.
 20

Korte beschrijving van de tekeningen

25 De tekeningen illustreren één voorkeursuitvoeringsvorm die thans wordt beschouwd voor het uitvoeren van de werkwijze.

Figuur 1 is een beeldweergave van een CT-beeldvormingssysteem.

Figuur 2 is een blokschema van het in figuur 1 geïllustreerde systeem.

Figuur 3 is een vlakaanzicht van een representatief röntgenstraalsysteem.

30 Figuur 4 is een doorsnede-aanzicht van een gedeelte van het in figuur 1 getoonde röntgenstraalsysteem.

Figuur 5 is een schematisch aanzicht van één uitvoeringsvorm van een pre-object-bundelvormingsfiltersamenstel overeenkomstig de onderhavige uitvinding.

Figuur 6 is een schematisch aanzicht van een andere uitvoeringsvorm van een pre-object-bundelvormingsfilter overeenkomstig de onderhavige uitvinding.

Figuur 7 is een schematisch aanzicht van een andere uitvoeringsvorm van een filtersamenstel overeenkomstig de onderhavige uitvinding.

5 Figuur 8 is een beeldweergave van een CT-systeem voor toepassing met een niet-invasief pakketinspectiesysteem.

Gedetailleerde beschrijving van de voorkeursuitvoeringsvorm

10 De onderhavige uitvinding is beschreven met betrekking tot een radiografisch beeldvormingssysteem zoals het CT-systeem dat is getoond in de figuren 1-2 en 8 en het röntgenstraalsysteem dat is getoond in de figuren 3-4. Het zal echter duidelijk zijn voor de vakman dat de onderhavige uitvinding evengoed toegepast kan worden voor gebruik met andere radiografische beeldvormingssystemen. Verder zal de onderhavige
15 uitvinding worden beschreven met betrekking tot de emissie en detectie van röntgenstralen. Het zal voor de vakman echter verder duidelijk zijn dat de onderhavige uitvinding evengoed toegepast kan worden voor de emissie en detectie van andere hoogfrequente elektromagnetische energie.

Met verwijzing naar de figuren 1 en 2 is een CT-beeldvormingssysteem 10 "van
20 de derde generatie" getoond, waarbij deze een stellage 12 omvat. De onderhavige uitvinding kan echter worden toegepast met andere CT-systemen. De stellage 12 heeft een röntgenstraalbron 14 die een bundel van röntgenstralen 16 via filtersamenstel 15 projecteert naar een detectorarray 18 op de tegenoverliggende zijde van de stellage 12. Detector-array 18 is gevormd door een veelheid detectoren 20 die samen de geprojecteerde röntgenstralen detecteren die door een medische patiënt 22 kan lopen. Elke detector 20 produceert een elektrisch signaal dat de intensiteit van een opvallende röntgenstraalbundel vertegenwoordigt en derhalve de gedempte bundel als deze door de patiënt 22 loopt. Tijdens een scan om röntgenstraal-projectiedata te verwerven, roteren de stellage 12 en de daarop gemonteerde componenten rond een rotatiecentrum 24.

30 Rotatie van de stellage 12 en het bedrijf van röntgenstraalbron 14 worden bestuurd door een besturingsmechanisme 26 van het CT-systeem 10. Het besturingsmechanisme 26 omvat een röntgenstraalbesturingseenheid 28 die vermogens- en tijdsturingssignalen levert aan een röntgenstraalbron 14, een stellagemotor-besturingseenheid

30 die de rotatiesnelheid en positie van de stellage 12 bestuurt, en filtersamenstel-
besturingseenheid 33 die het filtersamenstel 15 bestuurt. Een dataverwervingssysteem
(DAS) 32 in het besturingsmechanisme 26 bemonstert analoge data van detectoren 20
en zet de data om in digitale signalen voor navolgende verwerking. Een beeldrecon-
5 structor 34 ontvangt bemonsterde en gedigitaliseerde röntgenstraaldata vanuit DAS 32
en voert hogesnelheids-reconstructie uit. Het gereconstrueerde beeld wordt toegevoerd
als een invoer naar een computer 36 die het beeld in een massageheugeninrichting 38
opslaat.

De computer 36 ontvangt tevens opdrachten en scanparameters van een bedie-
10 ningspersoon via console 40 die een toetsenbord heeft. Een bijbehorende kathode-
straalbuis-aanduidscherm 42 maakt het voor de bedieningspersoon mogelijk om het
gereconstrueerde beeld en andere data van computer 36 te observeren. De door de be-
dieningspersoon geleverde opdrachten en parameters worden gebruikt door computer
36 om besturingssignalen en informatie aan DAS 32, röntgenstraalbesturingseenheid
15 28, en stellagemotor-besturingseenheid 30 te verschaffen. Verder bedrijft computer 36
een tafelmotor-besturingseenheid 44 die een gemotoriseerde tafel 46 bestuurt om pati-
ent 22 en stellage 12 te positioneren. In het bijzonder beweegt de tafel 46 delen van de
patiënt 22 door een stellage-opening 48.

Met verwijzing nu naar de figuren 3-4 is een röntgenstraalsysteem 50 dat de on-
20 derhavige uitvinding belichaamt getoond. Het röntgenstraalsysteem 50 omvat een olie-
pomp 52, een anode-eind 54, en een kathode-eind 56. Een centrale omhulling 58 is
voorzien en gepositioneerd tussen het anode-eind 54 en het kathode-eind 56. Gehuis-
vest binnen de centrale omhulling 58 is een röntgenstraal-genereringsinrichting of rönt-
genstraalbuis 60. Een fluïdumkamer 62 is verschaft en gehuisvest binnen een met lood
25 gevoerde behuizing 64. Fluïdumkamer 62 is kenmerkend gevuld met koelmiddel 66 dat
gebruikt zal worden om warmte binnen de röntgenstraal-genereringsinrichting 60 weg
te leiden. Koelmiddel 66 is kenmerkend een diëlektrische olie, maar andere koelmidde-
len waaronder lucht kunnen worden geïmplementeerd. Oliepomp 52 circuleert het
koelmiddel door het röntgenstraalsysteem 50 om de röntgenstraal-genereringsinrichting
30 60 te koelen en om de behuizing 64 te isoleren ten opzichte van hoge elektrische ladin-
gen die worden aangetroffen binnen vacuüm vat 68. Om het koelmiddel tot geschikte
temperaturen te koelen is een radiator 70 verschaft en gepositioneerd aan één zijde van
de centrale omhulling 58. Verder kunnen ventilatoren 72, 74 zijn gemonteerd nabij de

radiator 70 om een koelluchtstroom over de radiator 70 te verschaffen als de diëlektrische olie daar doorheen circuleert. Elektrische verbindingen zijn verschaft in anode-opneming 76 en kathode-opneming 78 die het mogelijk maken dat elektronen 79 door het röntgenstraalsysteem 50 stromen.

- 5 De behuizing 64 is kenmerkend gevormd uit een op aluminium gebaseerd materiaal en is bekleed met lood om parasitaire röntgenstraalemissies te voorkomen. Een stator 70 is eveneens verschaft grenzend aan vacuüm vat 68 en binnen de behuizing 64. Een venster 82 is verschaft die het mogelijk maakt dat röntgenstraalemissies die binnen het systeem 50 worden gecreëerd het systeem verlaten en worden geprojecteerd in de
10 richting van een object, zoals een medische patiënt, voor diagnostische beeldvorming. Kenmerkend is venster 82 gevormd in de behuizing 64. De behuizing 64 is zodanig ontworpen dat de meeste gegenereerde röntgenstralen 84 zijn geblokkeerd voor emissie, behalve door venster 82. Röntgenstraalsysteem 50 omvat een pre-object-filtersamenstel 86 dat is ontworpen om een dempingsprofiel van röntgenstralen 84 te
15 besturen.

- Met verwijzing nu naar figuur 5 is schematisch een röntgenstraalgenererings- en filteringssamenstel overeenkomstig de onderhavige uitvinding getoond, dat ten minste toegepast kan worden met de hierboven beschreven CT-systemen en röntgenstraalsystemen. Samenstel 87 omvat een röntgenstraalbron 88 die een bundel röntgenstralen 90,
20 of een andere hoogfrequente elektromagnetische energiebundel projecteert naar een object (niet getoond). Zoals beschreven zal worden heeft bundel 90 een profiel 92 dat is afgestemd op ten minste benaderende fysieke karakteristieken, bijvoorbeeld vorm, van het object. Het dempen van de röntgenstraalbundel 90 voorafgaand aan demping door het object om het profiel 92 te definiëren vindt plaats door een pre-object-
25 bundelvormingsfiltersamenstel 94.

- Filtersamenstel 94 omvat een paar filters of filtercomponenten 96 en 98 die elkaar in vorm en oriëntatie algemeen weerspiegelen. In dit opzicht vormt elk filter 96, 98 ruwweg de helft van het filtersamenstel. Zoals hieronder beschreven zal worden zijn, in een voorkeursuitvoeringsvorm, de filters wat dimensie betreft niet equivalent. Ondanks
30 de verschillen in grootte, wordt elk filter gedefinieerd door een basis 100, 102, een staart 104, 106, en een gekromd of gebogen gedeelte 108, 110. In dit opzicht is demping van röntgenstralen door elk filter niet-uniform over het filterlichaam. Dat wil zeggen, aangezien de basis van elk filter dikker is dan de staart van elk filter, dempen de

bases van elk filter meer röntgenstralen dan de staarten van elk filter. In één uitvoeringsvorm heeft de basis van elk filter een dikte van 30 mm en elke staart heeft een dikte van 0,25 mm. De mate van demping is een functie van het dempingsmateriaal dat wordt gebruikt om het filter te fabriceren en de relatieve dikte van elk filtergedeelte.

5 Elk filter 96, 98 is operationeel verbonden met een motorsamenstel 112 respectievelijk 114. Elk motorsamenstel ontvangt besturingssignalen vanuit een besturings-eenheid en/of computer van het beeldvormingssysteem, die, wanneer deze zijn ontvangen, bewerkstelligt dat elk motorsamenstel een betreffend filter in de röntgenstraalbun-
 10 del of pad 90 positioneert. In één uitvoeringsvorm omvat elk motorsamenstel een stappenmotor, maar er wordt beschouwd dat andere typen motoren gebruikt kunnen worden om de filters te positioneren. De motorsamenstellen 112, 114 zijn tevens ontworpen om de filters onafhankelijk gedurende dataverwerving te herpositioneren. In dit opzicht kan elk filter afzonderlijke en dynamisch worden bestuurd of gepositioneerd om een specifiek dempingsprofiel 92 gedurende dataverwerving te bereiken. Bovendien verdient het
 15 de voorkeur dat beide filters worden verbonden en bestuurd door een betreffend motorsamenstel. Verder zou één filter gefixeerd kunnen zijn en stationair kunnen blijven ten opzichte van het andere filter. Er wordt verder beschouwd dat meer dan twee filters gebruikt kunnen worden.

In een bij wijze van voorbeeld gegeven uitvoeringsvorm ligt het distale einde (ten
 20 opzichte van de röntgenstraalbron) van filter 96 117 mm van de röntgenstraalbron 88. Het distale einde van filter 98 is in deze voorbeelduitvoeringsvorm geplaatst op 148 mm van de röntgenstraalbron. Verder heeft, in deze voorbeelduitvoeringsvorm, de basis van het filter 96 een lengte langs de x-as van 45 mm, de staart heeft een lengte van 135 mm, en het verbindende gekromde deel heeft een lengte van 24,9 mm. In tegenstelling
 25 daartoe heeft de basis van het filter 98 een lengte in de x-richting van 53 mm, de staart heeft een lengte van 168 mm, en het verbonden gekromde deel heeft een lengte van 34,2 mm. De dimensies van elk gekromd deel zijn in de onderstaande tabel uiteengezet. De vakman zal eenvoudig begrijpen dat de bovenstaande dimensies illustratief zijn voor slechts één uitvoeringsvorm van een aantal mogelijke uitvoeringsvormen.

Krommings-X-, Y-coördinaatdimensies

	<u>Filter 96 X</u>	<u>Filter 96 Y</u>	<u>Filter 98 X</u>	<u>Filter 98 Y</u>
5	0.00000	0.140964	0.00000	0.140964
	1.52658	0.277455	1.92109	0.277455
	3.02431	0.736801	3.81409	0.736801
10	4.48315	1.49686	5.66911	1.49686
	5.89467	2.53118	7.47786	2.53118
	7.25198	3.81159	9.23358	3.81159
15	8.54973	5.30908	10.9311	5.30908
	9.78406	6.99454	12.5666	6.99454
	10.9524	8.83954	14.1378	8.83954
20	12.0536	10.8169	15.6436	10.8169
	13.0874	12.9009	17.0839	12.9009
	14.0545	15.0681	18.4596	15.0681
25	14.9562	17.2971	19.7722	17.2971
	15.7946	19.5688	21.0238	19.5688
	16.5720	21.8668	22.2169	21.8668
30	17.2910	24.1766	23.3544	24.1766
	17.9543	26.4862	24.4391	26.4862
	18.8075	27.9529	25.7168	27.9529
	19.8335	28.7495	27.1705	28.7495

1027338 -

	20.9281	29.2923	28.6963	29.2923
5	22.0739	29.6668	30.2769	29.6668
	23.2688	29.9013	31.9104	29.9013
	24.5186	29.9983	33.6029	29.9983

10

Motorsamenstellen 112, 114 positioneren filters 96 respectievelijk 100 axiaal en onafhankelijk langs de x-richting in het röntgenstraalpad zodat de gezamenlijke demping van de filters een doeldempingsprofiel definieert. In één uitvoeringsvorm positioneert elke motor een respectief filter door respectieve zuigersamenstellen 113 en 115 uit te trekken en in te trekken. De vakman zal eenvoudig begrijpen dat andere samenstellen gebruikt zouden kunnen worden om de filters in en uit het röntgenstraalpad uit en in te trekken. Op basis van de positionering van de filters wordt de demping die door het filter 96 is bewerkstelligd opgeteld bij de demping die door het filter 98 is bewerkstelligd. Aangezien elk filter een contour heeft dat een meervoudige dikte definieert, definiëren de gecombineerde contouren gezamenlijk een veelheid mogelijke bundelprofielen. Een specifiek bundelprofiel kan daarom worden geselecteerd uit de veelheid mogelijke bundelprofielen zodat het resulterende bundelprofiel is afgestemd op de specifieke patiënt of het specifieke object. Dat wil zeggen, filters 96, 98 kunnen ten opzichte van elkaar zijn gepositioneerd door hun respectieve motorsamenstellen 112, 114 om een bundelprofiel te definiëren dat in hoofdzaak overeenkomt met een benaderende vorm van de patiënt. Ook zijn filters 96 en 98 zodanig getoond dat zij elkaar ten minste gedeeltelijk overlappen. Er wordt echter beschouwd dat de filters zodanig zijn gepositioneerd dat geen overlapping optreedt.

Getoond in figuur 6 is een andere uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding. Om groottebeperkingen op het CT- of röntgenstraalsysteem te beperken, zijn filters 96 en 98, zoals getoond in figuur 6, zodanig ten opzichte van elkaar georiënteerd dat de staart 104 van het filter 96 dichtbij de basis 102 van het filter 98 is gepositioneerd. Soortgelijk aan de oriëntatie van figuur 5 kan een gewenst dempingsprofiel wor-

den gevormd door de filters 96 en 98 onafhankelijk ten opzichte van elkaar te positioneren. Verder is het volume dat in beslag wordt genomen door de oriëntatie die in figuur 6 is getoond effectief de helft van het volume dat vereist is door de oriëntatie van figuur 5. Er dient opgemerkt te worden dat in de in figuur 6 getoonde oriëntatie het de voorkeur verdient dat het filter 98 een vorm heeft die verschillend is van de vorm van het filter 96, zodat de röntgenstraalpadlengten identiek zijn voor beide filters. Het vaststellen van de geschikte vorm kan worden bereikt door de padlengte voor elke ventilatorhoek op filter 96 te bepalen en dan de lokatie van de filtergrens op filter 98 met dezelfde ventilatorhoek te lokaliseren (bepalen).

Met verwijzing nu naar figuur 7 is een andere uitvoeringsvorm van een filtersamenstel overeenkomstig de onderhavige uitvinding schematisch getoond. In deze uitvoeringsvorm zijn filters 96 en 98 geconstrueerd zonder staartgedeelten 104 respectievelijk 106. In dit opzicht heeft elk filter 96 en 98 een basis 100, 102 en een gekromd gedeelte 108, 110. Het vervangen van de staartgedeelten is een intrekbare of stationaire, en relatief dunne dempingsplaat 116. In de geïllustreerde uitvoeringsvorm is plaat 116 gefixeerd, maar er wordt beschouwd dat plaat 116 kan worden verbonden met een motorsamenstel die de positie van de plaat 116 in het röntgenstraalpad bestuurt. Plaat 116 werkt tevens om een minimum, niet gelijk aan nul zijnde mate van demping te verschaffen indien filters 96 en 98 van elkaar zijn gescheiden, dat wil zeggen er geen filteroverlapping is.

Zoals beschreven kunnen de filters 96 en 98 zijn gepositioneerd in het röntgenstraalpad door respectieve motorsamenstellen. De positionering van de filters 96 en 98 kan worden ingesteld voorafgaand aan het begin van een scan en kan gefixeerd blijven gedurende dataverwerving, of filters 96 en 98 kunnen dynamisch en automatisch worden geherpositioneerd gedurende het dataverwervingsproces om een gewenst dempingsprofiel of doeldempingsprofiel te bereiken. In beide gevallen verdient het de voorkeur om een verkenningsscan voor het object uit te voeren om een optimaal bundelprofiel voor dat specifieke object te bepalen. De verkenningsscan verzamelt bij voorkeur informatie met betrekking tot de vorm en grootte van het object. De vakman zal eenvoudig begrijpen dat andere karakteristieken in beschouwing genomen kunnen worden wanneer een geschikt dempingsprofiel wordt bepaald. Uit deze verkenningsscan verschaft een computer in het beeldvormingssysteem besturingssignalen aan de respectieve motorsamenstellen, die, wanneer uitgevoerd, bewerkstelligen dat de mo-

torsamenstellen de filters ten opzichte van elkaar in een gespecificeerde positie positioneren en, indien van toepassing, de filters gedurende dataverwerking herpositioneren. In dit opzicht kan de intensiteit van de röntgenstraalbundel op specifieke anatomische locaties nauwkeurig worden bestuurd.

- 5 Met verwijzing nu naar figuur 8 omvat het pakket/bagage-inspectiesysteem 118 een roteerbare stelling 120 die een opening 122 daarin heeft waardoor pakketten of stukken bagage kunnen passeren. De roteerbare stelling 120 huisvest een hoogfrequente elektromagnetische energiebron 124 alsmede een detectorsamenstel 126. Een transportsysteem 128 is eveneens verschaft en omvat een transportband 130 die wordt ondersteund door structuur 132 om automatisch en continu pakketten of bagagestukken 10 134 door opening 102 heen te laten om gescand te worden. Objecten 134 worden toegevoerd door opening 122 door transportband 130, beeldvormingsdata worden dan verworven, en de transportband 130 verwijdt de pakketten 134 op gecontroleerde en continue wijze uit de opening 122. Als resultaat kunnen postinspecteurs, bagageverwerkers, en ander beveiligingspersoneel op niet-invasieve wijze de inhoud van pakketten 15 134 inspecteren op explosieven, messen, wapens, smokkelwaar, enzovoorts.

- De onderhavige uitvinding is gericht op een filtersamenstel voor een radiografische beeldvormingsscaner die het mogelijk maakt dat het röntgenstraalprofiel wordt aangepast langs een continuüm dat is afgestemd op de bijzonderheden van het object 20 om een dynamisch gebied van röntgenstraalflux te besturen en om optimale dosisefficiëntie te bereiken. Verder kan de röntgenstraalbundel worden bestuurd gedurende dataverwerking om een excentrisch object voor zijn rekening te nemen. Bovendien zijn beeldartefacten gereduceerd omdat de filters afwezige discontinue randen of mechanische interfaces zijn. Verder is fabriceerbaarheid van de filters niet zeer complex en implementatie van de filters vereist geen uitgebreide veranderingen in het bestaande ontwerp van een radiografisch beeldvormingssysteem. 25

- Daarom is, overeenkomstig één uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding, een bundelvormingsfiltersamenstel verschaft. Het filtersamenstel omvat een eerste beweegbaar filter dat een niet-uniforme dikte heeft en een tweede beweegbaar filter onafhankelijk van het eerste beweegbare filter, dat een niet-uniforme dikte heeft. Elk filter 30 is geconfigureerd om geplaatst te worden in een hoogfrequente elektromagnetische energiebundel voor demping van de bundel voor radiografische dataverwerking.

Overeenkomstig een andere uitvoeringsvorm is een CT-systeem geopenbaard dat een roteerbare stelling omvat die een opening heeft om een te scannen object op te nemen en een hoogfrequente elektromagnetische energieprojectiebron die is geconfigureerd om een hoogfrequente elektromagnetische energiebundel naar het object te projecteren. Een pre-subject-filtersamenstel omvattend een paar filters en een scintillator-array dat een veelheid scintillatorcellen heeft waarbij elke cel is geconfigureerd om hoogfrequente elektromagnetische energie te detecteren die door het object loopt zijn eveneens verschaft. Het CT-systeem omvat tevens een fotodiode-array dat optisch is gekoppeld met het scintillator-array en een veelheid fotodioden omvat die zijn geconfigureerd om lichtuitvoer van een corresponderende scintillatorcel te detecteren en een dataverwervingssysteem (DAS) dat is verbonden met het fotodiode-array en is geconfigureerd om de fotodiode-uitvoeren te ontvangen. Een beeldreconstructor is verschaft en is verbonden met het DAS en is geconfigureerd om een beeld van het object van de fotodiode-uitvoeren die door het DAS zijn ontvangen te reconstrueren. Het CT-systeem omvat verder een besturingseenheid die is geconfigureerd om elk filter van het paar filters onafhankelijk in de hoogfrequente elektromagnetische energiebundel te positioneren om de bundel zodanig te moduleren dat deze een profiel heeft dat in hoofdzaak overeenkomt met ten minste een benaderende vorm van het object.

Overeenkomstig een andere uitvoeringsvorm omvat de onderhavige uitvinding een röntgenstraalfiltersamenstel dat een eerste filter en een tweede filter heeft. Een eerste motorsamenstel is verbonden met het eerste filter en een tweede motorsamenstel is verbonden met het tweede filter. De eerste en de tweede motorsamenstellen zijn geconfigureerd om onafhankelijk een respectief filter in een röntgenstraalpad te positioneren om een dempingsprofiel te definiëren dat een doelvorm in hoofdzaak benadert.

De onderhavige uitvinding is beschreven in termen van de voorkeursuitvoeringsvorm, en er wordt erkend dat equivalenten, alternatieven, en modificaties, naast de uitdrukkelijk vermelde, mogelijk zijn en binnen de reikwijdte van de bijgevoegde conclusies liggen.

Conclusies

1. Bundelvormings-filtersamenstel (94) omvattende:
een eerste beweegbaar filter (96) dat een niet-uniforme dikte heeft;
5 een tweede beweegbaar filter (98) onafhankelijk van het eerste beweegbare filter (96), dat een niet-uniforme dikte heeft; en
waarbij ten minste één van het eerste beweegbare filter (96) en het tweede beweegbare filter (98) is geconfigureerd om geplaatst te worden in een hoogfrequente elektromagnetische energiebundel (90) voor demping van de bundel (90) voor radio-
10 grafische dataverwerving.
2. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 1, waarbij het tweede beweegbare filter (98) een vorm heeft die de vorm van het eerste beweegbare filter (96) weerspiegelt.
15
3. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 1, waarbij het ten minste ene van het eerste beweegbare filter (96) en het tweede beweegbare filter (98) wordt bewogen door ten minste één motorsamenstel (112, 114).
- 20 4. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 3, waarbij het ten minste ene motorsamenstel (112, 114) is geconfigureerd om een beweegbaar filter (96, 98) zodanig onafhankelijk te positioneren dat een bundelprofiel (92) wordt gecreëerd dat in hoofdzaak is afgestemd op een vorm van een te scannen object.
- 25 5. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 4, waarbij het ten minste ene motorsamenstel (112, 114) verder is geconfigureerd om een beweegbaar filter (96, 98) gedurende CT-dataverwerving dynamisch te positioneren.
- 30 6. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 5, waarbij het ten minste ene motorsamenstel (112, 114) verder is geconfigureerd om een beweegbaar filter (96, 98) gedurende CT-dataverwerving dynamisch te positioneren op basis van een verkenningsscan die wordt uitgevoerd vóór CT-dataverwerving.

7. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 1, waarbij het eerste beweegbare filter (96) en het tweede beweegbare filter (98) elk zijn gedefinieerd door een basis (100, 102), een staart (104, 106), en een gekromd gedeelte (108, 110) dat de basis (100, 102) met de staart (104, 106) verbindt.

5

8. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 7, waarbij de basis (100, 102) een dikte heeft die groter is dan de dikte van de staart (104, 106).

9. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 7, waarbij de basis
10 (100, 102) een dikte van 30 mm heeft en de staart (104, 106) een dikte van 0,25 mm heeft.

10. Bundelvormings-filtersamenstel (94) volgens conclusie 7:

waarbij de basis (100) van het eerste beweegbare filter (96) een lengte langs een
15 x-richting van 112 mm heeft;

waarbij het gekromde deel (108) van het eerste beweegbare filter (96) een lengte langs de x-richting van 24,9 mm heeft;

waarbij de staart (104) van het eerste beweegbare filter (96) een lengte langs de x-richting van 135 mm heeft;

20 waarbij de basis (102) van het tweede beweegbare filter (98) een lengte langs de x-richting van 53 mm heeft;

waarbij de staart (106) van het tweede beweegbare filter (98) een lengte langs de x-richting van 168 mm heeft; en

25 waarbij het gekromde deel (110) van het tweede beweegbare filter (98) een lengte langs de x-richting van 34,2 mm heeft.

Fig 1

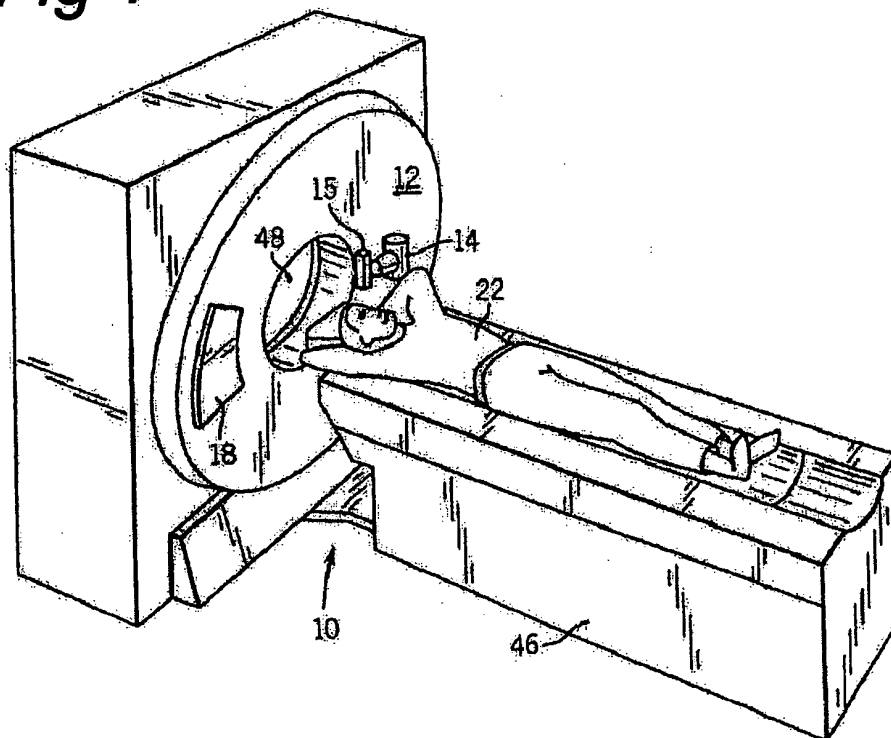


Fig 2

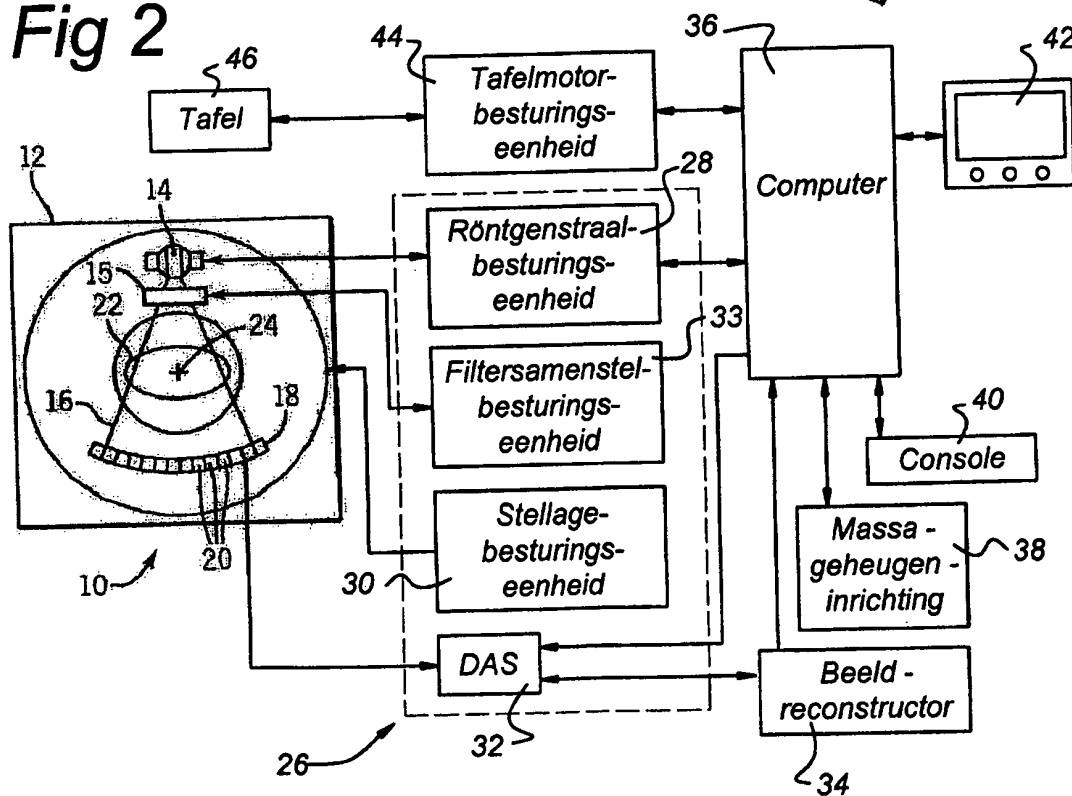


Fig 3

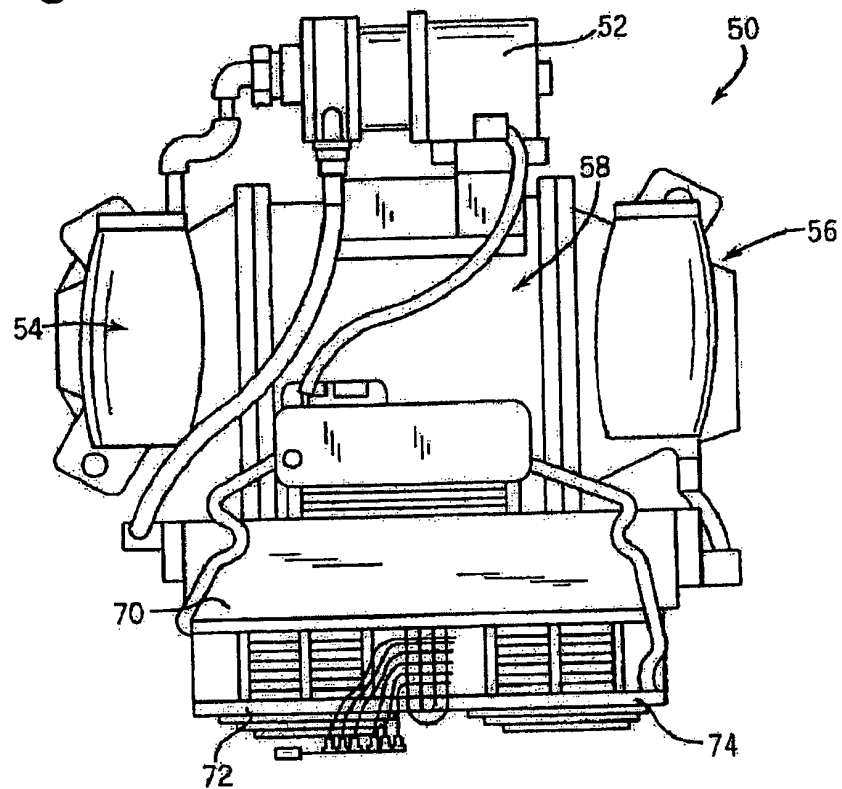


Fig 4

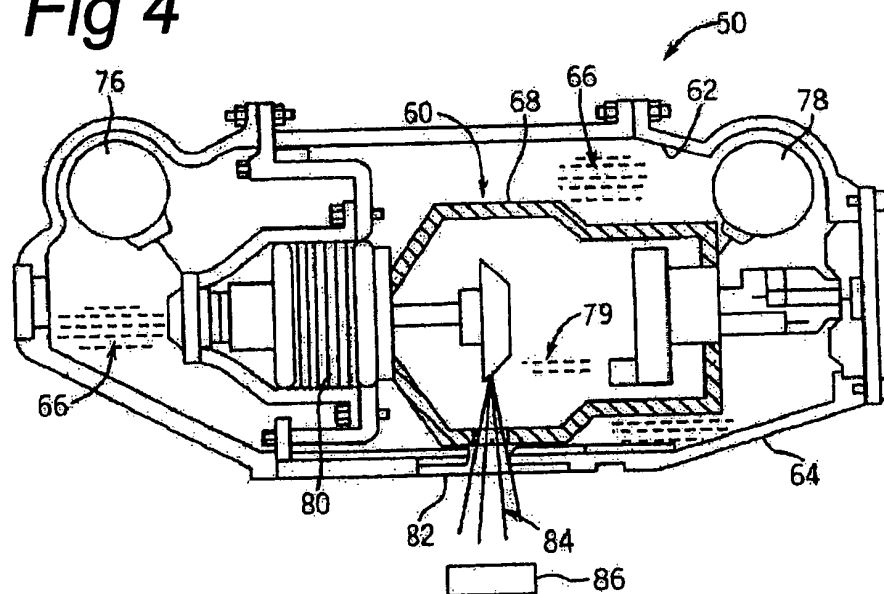


Fig 5

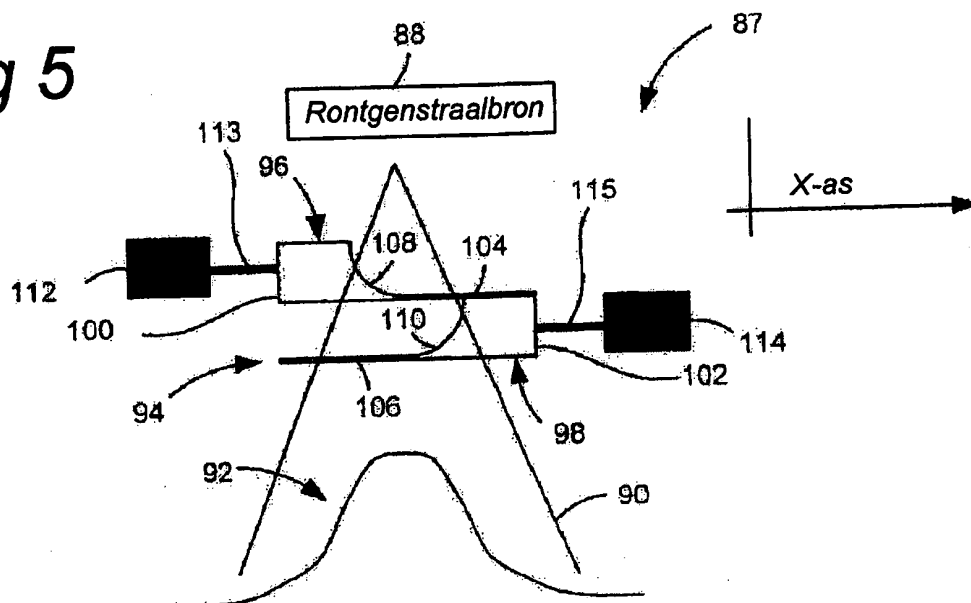


Fig 6

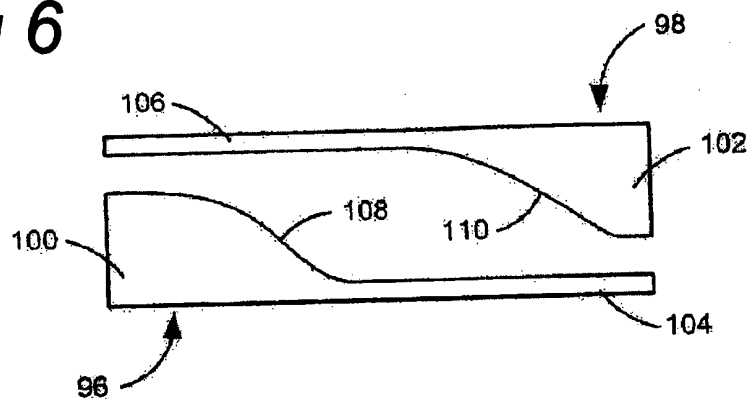


Fig 7

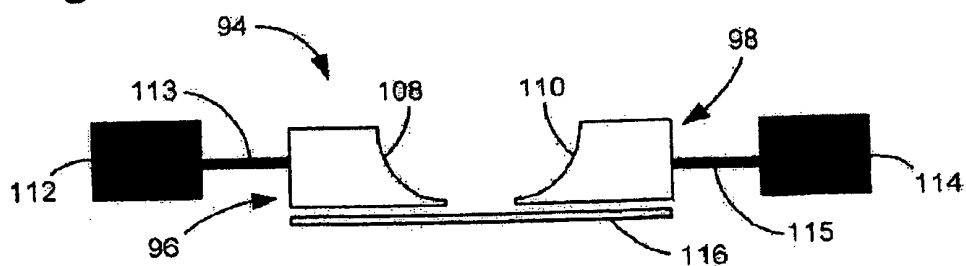
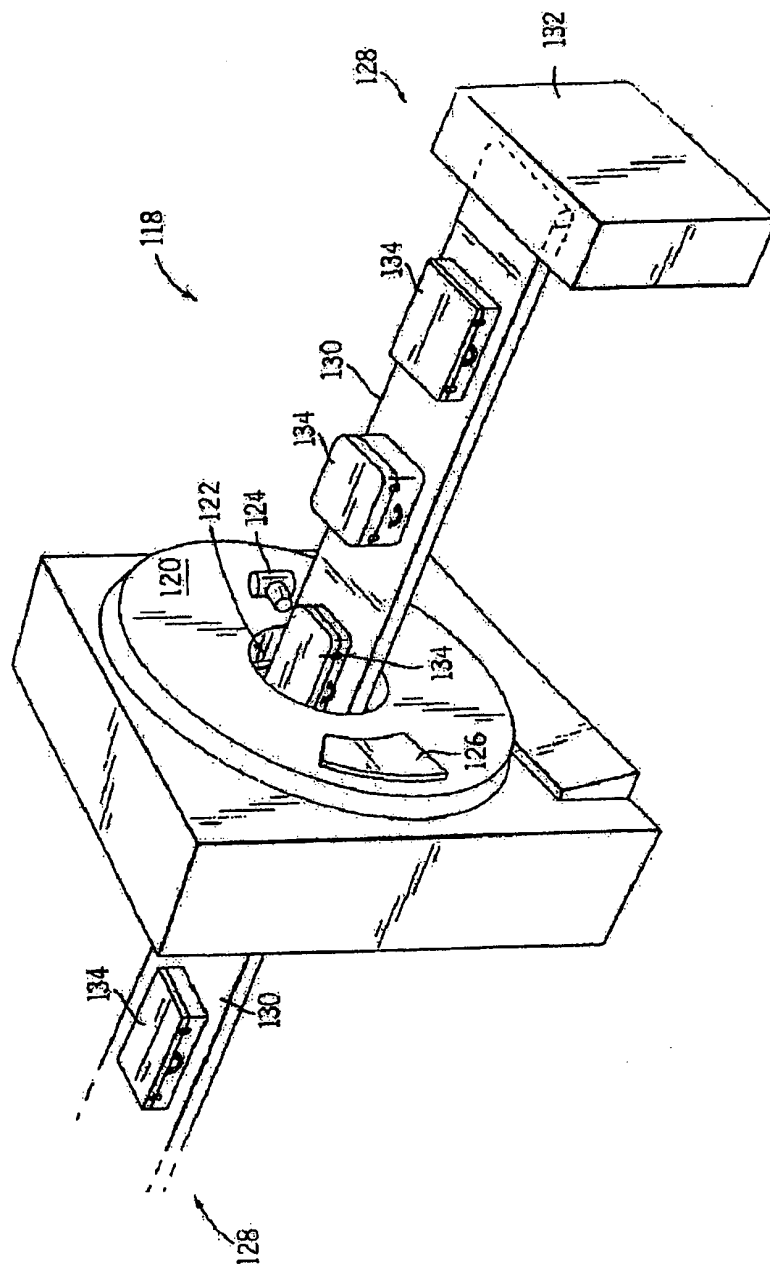


Fig 8





RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135508

NL 1027338

VAN BELANG ZIJNDE LITERATUUR			
Categorie	Vermelding van literatuur met aanduiding voor zover nodig, van speciaal van belang zijnde passages	Van belang voor conclusie(s)Nr.	Internationale classificatie
X	US 3 755 672 A (EDHOLM P, SW ET AL) 28 augustus 1973 (1973-08-28) * kolom 6, regel 53 - kolom 7, regel 15; figuur 2 *	1-8	A61B6/03
X	US 4 181 858 A (MOORE, JOHN F) 1 januari 1980 (1980-01-01) * kolom 6, regels 9-64 *	1-8	
X	US 6 173 039 B1 (HAMPEL WILLI W ET AL) 9 januari 2001 (2001-01-09) * figuur 7 *	1-4	
X	US 3 717 768 A (EDHOLM P, SW ET AL) 20 februari 1973 (1973-02-20) * het gehele document *	1-4	
			Onderzochte gebieden van de techniek
			A61B
Indien gewijzigde conclusies zijn ingediend, heeft dit rapport betrekking op de conclusies ingediend op :			
Plaats van onderzoek		Datum waarop het onderzoek werd voltooid	Vooronderzoeker (EOB)
's-Gravenhage		6 Juli 2005	Manschot, J
CATEGORIE VAN DE VERMELDE LITERATUUR			
X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorrangs- en indieningsdatum		T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooi-publicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document	

**AANHANGSEL BEHORENDE BIJ HET RAPPORT BETREFFENDE
HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK,
UITGEVOERD IN DE OCTROOIAANVRAGE NR.**

NO 135508
NL 1027338

Het aanhangsel bevat een opgave van elders gepubliceerde octrooiaanvragen of octrooien (zogenaamde leden van dezelfde octroofamilie), die overeenkomen met octrooischriften genoemd in het rapport

De opgave is samengesteld aan de hand van gegevens uit het computerbestand van het Europees Octrooibureau per

De juistheid en volledigheid van deze opgave wordt noch door het Europees Octrooibureau, noch door het Bureau voor de Industriële eigendom gegarandeerd; de gegevens worden verstrekt voor informatiedoeleinden

06-07-2005

In het rapport genoemd octrooigeschrift		Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
US 3755672	A	28-08-1973	SE 347859 B DE 2159365 A1 FR 2116168 A5 GB 1374610 A IT 945161 B NL 7116455 A	14-08-1972 13-07-1972 07-07-1972 20-11-1974 10-05-1973 01-06-1972
US 4181858	A	01-01-1980	GEEN	
US 6173039	B1	09-01-2001	EP 0982002 A1 IL 131403 A JP 2000070253 A US 6298117 B1	01-03-2000 24-06-2003 07-03-2000 02-10-2001
US 3717768	A	20-02-1973	SE 372884 B AT 320089 B AT 321420 B BE 762648 A1 BE 762649 A1 CA 927020 A1 CA 929285 A1 CH 522348 A CH 522349 A DE 2105259 A1 DE 2105493 A1 FR 2078378 A5 FR 2078379 A5 GB 1330202 A GB 1300184 A JP 51042509 B JP 52025719 B NL 7101633 A NL 7101695 A US 3748487 A	20-01-1975 27-01-1975 25-03-1975 16-07-1971 16-07-1971 22-05-1973 26-06-1973 15-06-1972 15-06-1972 19-08-1971 26-08-1971 05-11-1971 05-11-1971 12-09-1973 20-12-1972 16-11-1976 09-07-1977 11-08-1971 11-08-1971 24-07-1973